

DEGRADACJA IN VIVO KRÓTKO-OKRESOWYCH IMPLANTÓW

BEATA ŚWIECZKO-ŻUREK^{1*}, MAREK KRZEMIŃSKI²

¹ POLITECHNIKA GDAŃSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,
KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ
UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK, POLSKA

² SZPITAL W KOŚCIERZYNIE, POLSKA

* E-MAIL: BSWIECZKO@MECH.PG.GDA.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 77-80, (2008), 92-93]

Wstęp

Materiał przeznaczony do implantacji w tkanki żywego organizmu powinien być biozgodny i biofunkcyjny. Jeśli tak nie jest, ciało może zareagować na „intruza” różnymi typami reakcji miejscowej. Reakcje zapalne mogą się objawiać np. odrywaniem się cząstek materiału z powierzchni implantu na skutek tarcia lub nacisku. Również środowisko biologiczne wywiera wpływ na powierzchnię implantu m.in. poprzez swój skład chemiczny oraz pH [1].

W normalnych warunkach pH organizmu wynosi ok. 7.4, jednak w przypadku wprowadzenia ciała obcego wartość pH w miejscu wszczepu może wykazywać odczyny kwaśne. Wszystkie te cechy tworzą z żywego organizmu środowisko bardzo wymagające, któremu nie każdy materiał jest w stanie sprostać [2].

Może okazać się, że o ile sam materiał wywołuje znikomą reakcję immunologiczną organizmu, to już produkty zużycia tego materiału powodują poważną degradację otaczających tkanek, wykazują działanie toksyczne, a przy tym pogłębiają procesy destrukcyjne samego implantu [3].

Stan powierzchni wywiera istotny wpływ na właściwości użytkowe implantu. Stawiane wymagania, zależą od funkcji jakie ma spełniać wszczep oraz rodzaju implantowanego materiału. W przypadku implantów krótkotrwałych wymagana jest przede wszystkim odpowiednia odporność korozyjna, nie powinno tworzyć się trwałe połączenie pomiędzy wszczepem a tkanką kostną [4].

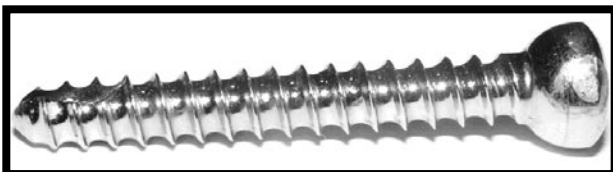
Wszystkie biomateriały ulegają degradacji. Ważne jest to, aby produkty tej degradacji nie wywoływały negatywnych skutków takich jak stany zapalne oraz, by istniała możliwość szybkiego usunięcia ich z organizmu [5].

Badaniom poddano śruby zespalające kość (3 śruby, usunięte po 4 miesiącach).

Materiał i metody badań

Przedmiotem badań były 3 śruby zespalające kość (RYS. 1). Śruby były czasowo wszczepione do organizmu i usunięte po 4 miesiącach.

Materiałem badanym była stal austenityczna, co potwierdza przeprowadzona analiza składu chemicznego (RYS. 2).



RYS. 1. Śruba zespalająca kość.
FIG. 1. The screw joining the bone.

IN VIVO DEGRADATION OF SHORT-TERM IMPLANTS

BEATA ŚWIECZKO-ŻUREK^{1*}, MAREK KRZEMIŃSKI²

¹ TECHNICAL UNIVERSITY OF GDANSK,
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
11/12, NARUTOWICZA STR., 80-952 GDAŃSK, POLAND

² HOSPITAL IN KOŚCIERZYNA, POLAND

* E-MAIL: BSWIECZKO@MECH.PG.GDA.PL

[Engineering of Biomaterials, 77-80, (2008), 92-93]

Introduction

The material designed to be introduced into the human tissue should be biocompatible and biofunctional. Unless it is so, the body may respond to the implant in different ways. The inflammation reaction may appear as: parting of items of the implant surface as a result of friction or pressure. The surface of the implant is also influenced by biological environment mainly by its chemical compounds as well as pH [1]. The normal pH is 7.4, however introducing the implant may result in the appearance by acid properties. It points to the fact that not every implant is suitable for the body [2].

It may happen, that even though the material itself causes little immunological reaction of the organism, the items of the implant causes significant degradation of the surrounding tissues, display toxic activity and intensify the destructive process of the implant [3].

The condition of the surface has an important influence on the usefulness of the implant. The required values depend on the implant function and the material the implant is made of. In short-term implants the main requirement is the corrosion resistance. There should be no permanent connection between the implant and the bone [4].

All biomaterials are subjected to degradation. It is essential, that degradation products should not cause any harmful effects such like inflammation and that there is a possibility of fast removing the implant from an organism soon [5].

The screws joining the bone were examined (3 screws, were removed after being in the body for 4 months).

The material and the research methods

Three screws joining the bone were examined (FIG. 1). The screws were introduced into the bone and had to be removed within 4 months.

The chemical analysis of the material shows that the implant was made from stainless steel (FIG. 2).

Element	Wt %	At %
SiK	0.58	1.16
CrK	17.57	19.09
MnK	1.93	1.99
FeK	59.97	60.68
NiK	14.29	13.75
MoK	5.66	3.34
Total	100.00	100.00

Element	Net Inte.	Bkgd Inte.	Inte. Error	P/B
SiK	2.34	4.71	14.66	0.50
CrK	151.88	6.61	0.85	22.98
MnK	13.25	5.77	3.76	2.30
FeK	358.53	5.32	0.54	67.39
NiK	58.28	4.06	1.40	14.35
MoK	2.07	1.38	10.62	1.50

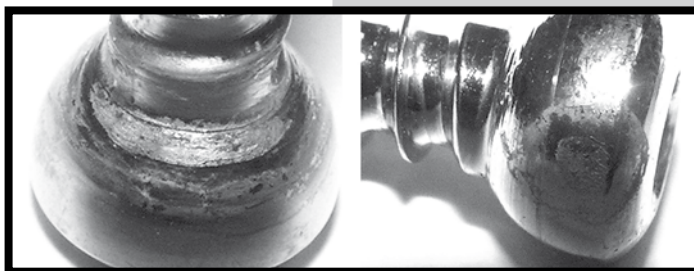
RYS. 2. Skład chemiczny badanego materiału - śrub.

FIG. 2. The chemical compounds of the examined material (screw).

Wykonano zdjęcia mikroskopowe (elektronowy mikroskop skaningowy Philips XL 30) pokazujące zniszczenia korozyjne (RYS. 3).

Podsumowanie

Przyczyną wcześniejszego usunięcia śrub z organizmu była infekcja. Najprawdopodobniej spowodowana korozją na styku implant-kość. Na styku tym zaczęły gromadzić się produkty korozji, po usunięciu których zaobserwowano głębokie wżery.



RYS. 3. Zniszczenia korozyjne na powierzchniach śrub.
FIG. 3. The corrosion failure on the screws surface.

Some microscope photographs (Environmental Electron Scanning Microscope Philips XL 30) were taken to show corrosion destruction (FIG. 3).

Summary

The reason for earlier remover of the screw was inflammation. Most probably caused by the corrosion on the bone-implant contact.

In that place there appeared the corrosion products, after removing them corrosion pits were clearly visible.

Piśmiennictwo

- [1] Wierchoń T., Czarnowska E., Krupa D.: Inżynieria powierzchni w wytwarzaniu biomateriałów tytanowych. Oficjalne Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej. Warszawa 2004.
[2] Kamach Mudali U., Sridhar T.M., Raj B.: Corrosion of Bioimplants. Sadhana vol.28, parts 3&4, June/August 2003, pp. 601-637.

[3] Marciniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej. Gliwice 2002.

[4] Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej. Gliwice 2002.

[5] Enderle J., Blanchard S., Bronzino J.: Introduction to Biomedical Engineering". Academic Press 1999.

References

WPŁYW FOTOUTLENIEŃIA POWIERZCHNI FILMÓW POLI(METAKRYLANU METYLU) NA ICH BIOKOMPATYBILNOŚĆ

HANNA CHABERSKA^{1,2}, JOANNA SKOPIŃSKA-WIŚNIEWSKA^{2*}, MARTA POKRYWCZYŃSKA³, ALINA SIONKOWSKA²

¹ UNIWERSYTET MIKOŁAJA KOPERNIKA, COLLEGIUM MEDICUM, WYDZIAŁ FARMACEUTYCZNY, KATEDRA I ZAKŁAD BROMATOLOGII, UL. JAGIELLOŃSKA 13, 85-067 BYDGOSZCZ, POLSKA

² UNIWERSYTET MIKOŁAJA KOPERNIKA, WYDZIAŁ CHEMII, KATEDRA CHEMII I FOTOCHEMII POLIMERÓW, UL. GAGARINA 7, 87-100 TORUŃ, POLSKA

³ UNIWERSYTET MIKOŁAJA KOPERNIKA, COLLEGIUM MEDICUM, KATEDRA BIOLOGII MEDYCZNEJ, UL. KARŁOWICZA 13, 85-092 BYDGOSZCZ, POLSKA

* E-MAIL: JOANNA@CHEM.UNI.TORUN.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 77-80, (2008), 93-95]

Wstęp

Fibroblasty z linii komórkowej 3T3 są powszechnie używane do określania biokompatybilności materiałów stosowanych w badaniach biomedycznych oraz inżynierii tkankowej. Modyfikowanie fizyczne polimerów, np. promieniowaniem UV, może w znaczący sposób zmieniać oddziaływanie materiału biologicznego z powierzchnią polimerową. Proces ten uzależniony jest zarówno od zmian strukturalnych (chropowatości) jak i chemicznych (zmiana stężenia grup zawierających atomy tlenu w warstwie wierzchniej, wzrost hydrofilowości powierzchni).

INFLUENCE OF PHOTO-OXIDATION OF SURFACE POLI(METHYL METHACRYLATE) FILMS ON ITS BIOCOMPATIBILITY

HANNA CHABERSKA^{1,2}, JOANNA SKOPIŃSKA-WIŚNIEWSKA^{2*}, MARTA POKRYWCZYŃSKA³, ALINA SIONKOWSKA²

¹ NICOLAUS COPERNICUS UNIVERSITY, COLLEGIUM MEDICUM, DEPARTMENT OF BROMATOLOGY, 13, JAGIELLOŃSKA STR., 85-067 BYDGOSZCZ, POLAND

² NICOLAUS COPERNICUS UNIVERSITY, FACULTY OF CHEMISTRY, DEPARTMENT OF CHEMISTRY AND PHOTOCHEMISTRY OF POLYMERS, 7, GAGARINA STR., 87-100 TORUŃ, POLAND

³ NICOLAUS COPERNICUS UNIVERSITY, COLLEGIUM MEDICUM, THE CHAIR OF MEDICAL BIOLOGY, 13, KARŁOWICZA STR., 85-092 BYDGOSZCZ, POLAND

* E-MAIL: JOANNA@CHEM.UNI.TORUN.PL

[Engineering of Biomaterials, 77-80, (2008), 93-95]

Introduction

The 3T3 fibroblasts cell line are commonly used to qualification biocompatibility of materials in biomedical investigations as well as tissue engineering. The physical modification of polymers, for example by the UV-irradiation, can significantly influence on interaction between the polymer surface and biological material. This process is dependent on structural (the roughness) and chemical changes (the change of concentration of groups including the oxygen atoms in the surface layer, the increase hydrophilicity of the surface).